



Wie zuverlässig ist Neuronavigation?

Stieglitz, Lennart Henning

Abstract: In der modernen Neurochirurgie spielen Navigationssysteme eine zentrale Rolle. Sie erlauben es, Instrumente und dreidimensionale Bilddaten während der Operation zu betrachten und sich anhand dieser Informationen im Gewebe zu orientieren. Dadurch besteht die Chance zur Senkung der operativen Risiken und Beschleunigung komplexer Eingriffe. Die zunehmende Verbreitung und Bedeutung der Navigation macht auch deutlich, wie wichtig es ist, sich über die Genauigkeit und Zuverlässigkeit der Systeme jederzeit im Klaren zu sein. Verschiedene Einflüsse können die Abweichung des Systems während der Operation unbemerkt vergrössern und so den Operateur falsch anleiten. Neben der bestmöglichen Optimierung der Systeme ist daher die genaue Kenntnis ihrer Schwachstellen für jeden Neurochirurgen wichtig. Neuronavigation plays a central role in modern neurosurgery. It allows visualizing instruments and three-dimensional image data intraoperatively and supports spatial orientation. Thus they allow to reduce surgical risks and speed up complex surgical procedures. The growing availability and importance of neuronavigation makes clear how relevant it is to know about its reliability and accuracy. Different factors may influence the accuracy during the surgery unnoticed, misleading the surgeon. Besides best-possible optimization of the systems themselves a good knowledge about its weaknesses is mandatory for every neurosurgeon. La neuronavigation joue un rôle important en neurochirurgie moderne. Elle permet de visualiser les instruments et images du tissu en trois dimensions pendant les procédures neurochirurgicales et ainsi facilite l'orientation spatiale. Ceci donne la possibilité de diminuer les risques de la chirurgie et d'accélérer les procédures complexes. La dissémination et signification augmentant de la navigation illustrent aussi l'importance de se rendre compte de la précision et fiabilité de ces systèmes. Différents facteurs d'influences peuvent augmenter la déviation du système pendant l'opération et ainsi faussement guider le chirurgien. A part l'optimisation des systèmes, c'est alors d'une importance primordiale pour chaque neurochirurgien de précisément connaître les faiblesses de ces systèmes.

DOI: <https://doi.org/10.1024/1661-8157/a002259>

Other titles: How reliable is neuronavigation?

Posted at the Zurich Open Repository and Archive, University of Zurich

ZORA URL: <https://doi.org/10.5167/uzh-121380>

Journal Article

Accepted Version

Originally published at:

Stieglitz, Lennart Henning (2016). Wie zuverlässig ist Neuronavigation? *Praxis*, 105(4):213-220.

DOI: <https://doi.org/10.1024/1661-8157/a002259>

UniversitätsSpital Zürich
Klinik für Neurochirurgie
Frauenklinikstrasse 10
8091 Zürich

Autor:

PD Dr. med. Lennart Henning Stieglitz

Titel:

Wie zuverlässig ist Neuronavigation?

Englischer Titel:

How Reliable is Neuronavigation?

Abkürzungen: (alphab Reihenfolge)

CT	Computertomographie
DICOM	Digital Imaging and Communications in Medicine
DTI	Diffusion Tensor Imaging
fMRT	Funktionelle Magnetresonanztomographie
GPS	Global Positioning System
MRT	Magnetresonanztomographie
PET	Positronenemissionstomographie

Zusammenfassung (120 w / Sprache)

Deutsch

In der modernen Neurochirurgie spielen Navigationssysteme eine zentrale Rolle. Sie erlauben es, Instrumente und dreidimensionale Bilddaten während der Operation zu betrachten und sich anhand dieser Informationen im Gewebe zu orientieren. Dadurch besteht die Chance zur Senkung der operativen Risiken und Beschleunigung komplexer Eingriffe. Die zunehmende Verbreitung und Bedeutung der Navigation macht auch deutlich, wie wichtig es ist, sich über die Genauigkeit und Zuverlässigkeit der Systeme jederzeit im Klaren zu sein. Verschiedene Einflüsse können die Abweichung des Systems während der Operation unbemerkt vergrössern und so den Operateur falsch anleiten. Neben der bestmöglichen Optimierung der Systeme ist daher die genaue Kenntnis ihrer Schwachstellen für jeden Neurochirurgen wichtig.

Englisch

Neuronavigation plays a central role in modern neurosurgery. It allows visualizing instruments and three-dimensional image data intraoperatively and supports spatial orientation. Thus they allow to reduce surgical risks and speed up complex surgical procedures. The growing availability and importance of neuronavigation makes clear how relevant it is to know about its reliability and accuracy. Different factors may influence the accuracy during the surgery unnoticed, misleading the surgeon.

Besides best-possible optimization of the systems themselves a good knowledge about its weaknesses is mandatory for every neurosurgeon.

Französisch

La neuronavigation joue un rôle important en neurochirurgie moderne. Elle permet de visualiser les instruments et images du tissu en trois dimensions pendant les procédures neurochirurgicales et ainsi facilite l'orientation spatiale. Ceci donne la possibilité de diminuer les risques de la chirurgie et d'accélérer les procédures complexes. La dissémination et signification augmentant de la navigation illustrent aussi l'importance de se rendre compte de la précision et fiabilité de ces systèmes.

Différents facteurs d'influences peuvent augmenter la déviation du système pendant l'opération et ainsi faussement guider le chirurgien. À part l'optimisation des systèmes, c'est alors d'une importance primordiale pour chaque neurochirurgien de précisément connaître les faiblesses de ces systèmes.

Schlüsselwörter (max 5)

Deutsch: Neuronavigation, Stereotaxie, Computerassistierte Chirurgie

Englisch: Neuronavigation, Stereotaxy, computer assisted surgery

Französisch: Neuronavigation, stéréotaxie, chirurgie assistée par ordinateur

Haupttext

Navigieren im Kopf

Am Kopf bieten sich einzigartige anatomische Bedingungen, die sonst am Körper nicht zu finden sind. Wirbeltiere verfügen im Allgemeinen über ein Endoskelett mit darum herum in ihrer Position und Grösse flexibel angeordneten Organen. Allein das Gehirn wird durch ein Exoskelett, den Hirnschädel, geschützt. Dieser ist beim ausgewachsenen Menschen bezüglich seiner Grösse nur wenig variabel, was ebenso auf das darin geschützte Gehirn zutrifft. Die geringe Variabilität macht eine Orientierung durch „Landkarten“ sehr viel einfacher und auch die Verwendung von Navigationssystemen analog dem Strassenverkehr bietet sich an.

Die Verwendung von Navigationssystemen ist heute in der Neurochirurgie sehr verbreitet. Es handelt sich um Computersysteme, die es erlauben, dreidimensionale Schnittbilddaten von Patienten (Computertomographie, Magnetresonanztomographie und andere) und Operationsinstrumente während eines Eingriffs in Echtzeit am Bildschirm zu verfolgen (**Abbildung 1**). Das Grundprinzip aller verschiedenen Systeme auf dem Markt ist dabei weitestgehend identisch: Sie bestehen aus einem Computer, einem System für die Lokalisierung von Patient und Instrumenten im Raum und einer Einheit für Ein- und Ausgabe von Daten. Letzteres wird heute meistens in Form von Touch-Screens realisiert. Die Lokalisierung im Raum erfolgt bei den meisten Systemen optisch durch 3D-Infrarot-Kameras und alternativ magnetisch.

Während Navigationssysteme ursprünglich nur dem Zweck dienten, möglichst zielgenau bestimmte Regionen innerhalb des Gehirns bei einer Operation anzusteuern, hat sich ihre Rolle bis heute entscheidend verändert. Zahllose andere Technologien haben ebenfalls ihren Weg in den neurochirurgischen Operationssaal gefunden. Dazu zählen die Verwendung von

Operationsmikroskopen, intraoperative Bildgebung (CT, MRT, aber auch Ultraschall), die Darstellungen von funktionellen Bereichen innerhalb des Gehirnes und wichtiger Faserbahnen, Endoskopie und Operationsroboter (Abbildung 2). All diese Techniken können heute durch moderne Navigationssysteme integriert und teilweise auch gesteuert werden. Dadurch hat sich die Neuronavigation zu einem zentralen Werkzeug im Operationssaal entwickelt (Abbildung 3).

Die Entwicklung der Neuronavigation

Die Geburtsstunde der Neuronavigation ist nicht einfach zu bestimmen. Das Verfahren wurde aus der rahmenbasierten Stereotaxie weiterentwickelt. Insofern ist die Geburtsstunde der rahmenbasierten Stereotaxie ebenfalls der Ursprung der Neuronavigation. Eine klare Trennung dieser beiden Verfahren erfolgte mit der Entwicklung erster „rahmenloser“ stereotaktischer Systeme. Bei diesen handelt es sich im Wesentlichen um das, was wir heute unter Neuronavigationssystemen verstehen. Der Zeitpunkt dieser Trennung ist daher das zweite mögliche Geburtsdatum der Neuronavigation.

„Stereotaxie“ bedeutet, übersetzt aus den griechischen Wortstämmen „stereos“ und „taxis“, die „starre Anordnung“ von Patient und Operationsinstrumenten. Zum ersten Mal realisiert findet man diese Idee in einer Publikation von Carl Dittmar (1844-1920) am Institut für Physiologie in Leipzig. In seiner Arbeit „Über die Lage des sogenannten Gefäßzentrums in der Medulla oblongata“ beschreibt er einen Apparat zur Lokalisierung von intrakraniellen Strukturen bei Tieren (Ratten). Zwar ist nicht klar, was für Instrumente auf diese Weise eingebracht wurden und wie die Positionierung erfolgte, jedoch bauen die Arbeiten weiterer Pioniere der Stereotaxie auf dieser Idee auf. (1,2) Kurz darauf im Jahr 1889 und möglicherweise unabhängig von der Arbeit von Carl Dittmar veröffentlichte Dimitrij Zernov (1843-1917) seine Entwürfe eines stereotaktischen Apparates, des „Encephalometers“. Dieser Rahmen sollte am Kopf fixiert werden und verfügte über ein polares Koordinatensystem. Über Behandlungen, die mit diesem Instrument durchgeführt wurden, ist jedoch nur wenig berichtet. Ebenso ist unklar, auf Basis welcher anatomischen Landmarken die Ansteuerung von intrakraniellen Strukturen durchgeführt wurde. (3) Die Einführung eines Rahmens basierend auf einem kartesischen Koordinatensystem geht auf die Arbeit von Sir Victor Horsley (1857-1916) und Robert Henry Clarke (1850-1926) zurück. Nach ersten Arbeiten basierend auf diesem System an Tieren (4,5) patentierte Clarke das Instrument 1912 für die Anwendung am Menschen. Zum Einsatz kam es jedoch nie, da Neurochirurgen zur damaligen Zeit offensichtlich darin übereinstimmten, die Stereotaxie sei zwar interessant am Tiermodell, habe jedoch keinen Platz in der Behandlung des Menschen. (2,6)

Die interindividuelle Variabilität des Gehirnes verhinderte so für lange Zeit den Einzug stereotaktischer Rahmen in die klinische Anwendung. Eine Wiederbelebung erfuhr sie erst mit der Entwicklung bildgebender Verfahren mit der Einführung diagnostischer Röntgenstrahlen durch Wilhelm Conrad Röntgen im Jahr 1895. Die Weiterentwicklung dieser Technologie führte zu einer immer schnelleren Co-Evolution der stereotaktischen Verfahren. Der zweite Meilenstein nach der Einführung eines kartesischen Koordinatensystems durch Horsley und Clarke war die Entwicklung der Pneumoencephalographie durch Walter Dandy (1886-1946) im Jahr 1919. (7) Durch die bestechend einfache Idee einer Injektion von Luft in die Hirnkammern durch eine Lumbalpunktion konnten

erstmalig Binnenstrukturen innerhalb des Gehirns sichtbar gemacht werden. In der seitlichen Aufnahme konnten zudem die vordere und die hintere Kommissur ausgemacht werden, welche den 3. Ventrikel zu beiden Seiten begrenzen. Bis heute ist das daraus entwickelte und auf der AC-PC-Linie basierende Koordinatensystem die Basis für die atlantenbasierte indirekte Stereotaxie.

Die Entwicklung der cerebralen Angiographie durch Egas Moniz (1874-1955) in den Jahren um 1927 (8), die Einführung der Computertomographie durch Godfrey Newbold Hounsfield (1919-2004) im Jahr 1971 mit Würdigung durch den Nobelpreis im Jahr 1979 und die Magnetresonanztomographie (MRT), eingeführt 1973 durch Paul Christian Lauterbur (1929-2007) und Peter Mansfield (*1933), mit Erhalt des Nobelpreises 2003 schafften Grundlagen für eine verbesserte Darstellung der individuellen Anatomie.

Parallel dazu wurden die Rahmensysteme weiter entwickelt. Im Jahr 1949 entwickelte Lars Leksell (1907-1986) den bis heute meistverwendeten und nach ihm benannten Stereotaxierahmen. Seine besondere Eigenschaft ist, dass nach Einstellungen der Zielkoordinaten im kartesischen Koordinatensystem (x, y, und z-Koordinaten) der über dem Ziel zentrierte Bügel frei bewegt werden kann, ohne dass sich dadurch die Zielkoordinaten ändern (center-of-arc Prinzip) (6,9).

Aus der rahmenbasierten Stereotaxie heraus entwickelte sich die rahmenlose Stereotaxie oder „Neuronavigation“. Der Unterschied liegt in der flexibleren Handhabung der verwendeten Instrumente. Während Rahmensysteme den Einsatz eines Instrumentes (beispielsweise einer Nadel oder Elektrode) nur entlang einer zuvor am Rahmen eingestellten Trajektorie hin zu einem Zielpunkt erlauben, sind Navigationssysteme in der Lage, jedes beliebige Instrument oder auch einen Roboter zu lokalisieren und gegebenenfalls zu steuern. Einzig die Bezeichnung als „rahmenlose“ Systeme ist nicht völlig korrekt, da in jedem Fall eine Referenz benötigt wird, die in festem räumlichem Verhältnis zum Kopf angebracht wird („Reference frame“). Die Kopplung zwischen der Position dieses Referenzrahmens und den Instrumenten erfolgt entweder mechanisch, optisch oder magnetisch. Der Einsatz eines der ersten Systeme, eines PUMA industrial robot (Westinghouse Electric, Pittsburgh PA) wurde 1988 von Kwok et al. berichtet. Das System bestand im Prinzip aus einem „umgekehrten“ Roboterarm, bei dem das an seinem Ende angebrachte Instrument frei bewegt werden konnte. Die Gelenke des Roboterarms zeichneten dabei die Bewegungsrichtungen auf und berechneten die Position des Instrumentes im Raum relativ zum Kopf. (10)

Moderne Systeme nutzen heute zumeist eine optische Kopplung zwischen Instrumenten und einem Referenzrahmen. Dabei werden Infrarotlicht-reflektierende Marker an den Instrumenten und dem Referenzrahmen angebracht, die von einer Stereo-Kamera im Raum lokalisiert werden können. Innerhalb eines umschriebenen Arbeitsfeldes ist diese Lokalisierung sehr genau und hat eine physikalische Abweichung im Bereich unter einem Millimeter. (11) Alternativ erfolgt die Lokalisierung der Spitze eines Instrumentes elektromagnetisch über seitlich neben dem Kopf angebrachte Spulen. Die Genauigkeit dieser Technik ist minimal geringer als die optische Lokalisierung, jedoch ebenfalls im Bereich unter einem Millimeter Abweichung. (6,11)

Mögliche Schwachpunkte und Gefahren der Navigation

Mit der beginnenden Verbreitung von GPS-Navigationssystemen in Fahrzeugen häuften sich Berichte von Fahrzeugführern, welche, den Anweisungen ihres Navigationssystems folgend, ihr Fahrzeug über eine nicht existierende Brücke in einen Fluss gefahren oder andere schwere Unfälle verursacht haben. Selbst bei den heute sehr ausgereiften Systemen gibt es kaum einen Fahrzeugführer, der nicht schon einmal in verkehrter Richtung durch eine Einbahnstrasse gelenkt wurde. Eine grosse Gefahr bei Hilfsmitteln jeder Art ist, dass ihre Empfehlungen nur unter Vorsicht und in dem Bewusstsein möglicher technischer Fehler befolgt werden dürfen. Dies gilt in gleicher Weise für die Navigation im Operationssaal.

Ein Problem bei der technischen Realisierung eines solchen Systems ist, dass sich kleine Fehler unbemerkt zu einem grossen Fehler aufaddieren können. Aus diesem Grund muss jedem einzelnen Bestandteil gleiche Aufmerksamkeit geschenkt werden. Tabelle 1 gibt eine Übersicht über die einzelnen Fehlerquellen und die ungefähre Dimension der möglichen resultierenden Abweichung.

Bildgebung

Jede Navigation kann nur so genau sein, wie das zugrundeliegende Kartenmaterial. Die Auflösung der heute verwendeten Schnittbildgebung ist begrenzt. In der Regel werden MRT und CT Aufnahmen mit ca. 1mm grossen Isovoxeln verwendet. Die so erzeugten Aufnahmen haben gut sichtbare „Treppchen“. Die verwendeten DICOM-Viewer nutzen für die Darstellung daher Interpolationsalgorithmen, das heisst, sie berechnen Zwischenstufen zwischen den eigentlichen Voxeln, um die Auflösung des Bildes für den Betrachter zu verbessern. Die Auflösung wird dabei jedoch nur scheinbar höher. Nur wenigen Nutzern dieser Viewer ist bewusst, dass diese Funktion ausgeschaltet werden kann, um die eigentlichen Aufnahmen unverändert zu betrachten. Zuweilen führt es zu nicht geringem Erstaunen über die Begrenztheit der Auflösung der Schnittbildaufnahmen, wenn diese erstmals ohne „Glättung“ durch den Computer betrachtet werden.

Andere Bildgebungsmodalitäten wie Diffusions-Tensor-Bildgebung (DTI), funktionelle Kernspintomographie und PET-Untersuchungen haben oft noch eine erheblich geringere Auflösung.

Ein zweiter, nicht allen Nutzern bewusster Umstand ist der, dass MRT-Aufnahmen starken Verzerrungen unterliegen. Teilweise können diese rechnerisch korrigiert werden, in den Randbereichen der Aufnahme, sowie in Bereichen von Grenzzonen (z.B. in direkter Nachbarschaft der Medien Luft und Knochen im Bereich der Nasennebenhöhlen) sind sie jedoch besonders ausgeprägt und können Verzerrungen um mehrere Millimeter im Bild bewirken. (12)

Co-Registrierung

Als Co-Registrierung bezeichnet man den Prozess, bei dem jedem Punkt im Raum ein exakter Punkt in der Schnittbildaufnahme zugeordnet wird. Dazu existieren verschiedene Verfahren (Tabelle 2). Das Einfachste ist das „paired point matching“. Dabei werden mehrere Landmarken in den Schnittbildaufnahmen markiert und diese anschliessend mit einem Zeigelinstrument (Pointer) am Patienten aufgesucht. Natürlich ist dieses Verfahren nicht exakt, da am Kopf alle möglichen Landmarken mit der Haut verschieblich sind. Dennoch kann durch Verwenden weit voneinander

entfernter Bereiche, durch Abgleich möglichst zahlreicher Punkte und durch den Versuch, möglichst unverschiebbliche Landmarken zu verwenden, eine relativ hohe Genauigkeit erreicht werden. Als solche eignen sich das Nasion, die äusseren Gehörgänge und die Protuberantia occipitalis externa. Weniger geeignet sind die äusseren Orbitalränder. Bei Verwendung von anatomischen Landmarken allein kann eine Abweichung in der Grössenordnung von 3,5 bis 5 mm erreicht werden. (13–19)

Für eine höhere Genauigkeit können Landmarken („Hautfiducials“) vor der Schnittbildgebung aufgeklebt werden. So kann ein Fehler von 2,5 bis 4 mm erreicht werden. (13–25) Die höchste Genauigkeit kann erreicht werden, wenn vor einer Computertomographie Mikroschrauben durch die Haut direkt in den Knochen eingebracht werden. Dieses Verfahren ist relativ invasiv und wird daher nur sehr selten und für wenige Indikationen verwendet. Dennoch ist die dadurch zu erzielende Abweichung von weniger als 1 mm unerreichbar. (25–28)

Am häufigsten verwendet sind heute so genannte Surface matching-Verfahren. Dabei wird aus den Schnittbilddaten die Gesichtsoberfläche dreidimensional rekonstruiert und gleichzeitig durch ein Zeigeinstrument oder einen speziellen Laserpointer die Gesichtsoberfläche abgetastet. Beide „Masken“ werden anschliessend durch den Computer für eine möglichst genaue Übereinstimmung übereinandergelegt. Auf diese Weise wird eine Abweichung von 2-3 Millimetern erzielt. (18,19,29–31)

Technische Wartung

Aus der Beschreibung des Prozesses der Co-Registrierung wird bereits deutlich, dass die dafür verwendeten Instrumente zwingend genau und unbeschädigt sein müssen. Ganz besonders gilt dies für Zeigeinstrumente (Pointer). Eine geeignete Aufbewahrung, präoperative Testung auf Genauigkeit und regelmässige Wartung durch den Hersteller sind daher unabdingbar.

Intraoperative Ereignisse

Fast jeder Operateur kennt aus eigener Erfahrung die Überraschung, dass eine anfangs zuverlässige und genaue Neuronavigation im Verlauf der Operation plötzlich eine grössere Abweichung zu haben scheint. Dafür können unterschiedliche Ursachen verantwortlich sein. Entscheidend ist natürlich das starre räumliche Verhältnis zwischen dem Kopf des Patienten und der Referenz (bei den heute verwendeten Navigationssystemen meint „Referenz“ meistens einen Stern mit Infrarot-Reflektoren, der an der Kopfklemme befestigt wird). Wird die Referenz gegenüber dem Kopf bewegt, ist die Co-Registrierung ungültig. Bedauerlicherweise existieren keine automatischen Mechanismen, die eine solche Veränderung erkennen können. Der Computer nimmt in so einem Fall an, der Kopf des Patienten sei gemeinsam mit der Referenz bewegt worden.

Solch ein Ereignis kann eintreten, wenn unbewusst Kraft auf die Referenz ausgeübt wird. Neben dem offensichtlichen „Benutzerfehler“ gibt es aber auch zahlreiche Operationsschritte, bei denen erhebliche Kraft auf den Kopf des Patienten einwirkt. Auch diese können die Genauigkeit des Navigationssystems beeinflussen. In einer prospektiven Studie wurden diese Ereignisse systematisch untersucht. (31) Es zeigte sich, dass bereits während des Anbringens der sterilen Abdeckung eine zusätzliche Abweichung in einer Grössenordnung von 2,9 Millimetern hinzu kommen kann. Als Ursache dafür wurde das teilweise erhebliche Gewicht der Abdecktücher diskutiert, dass während der Operation noch zunimmt, wenn sich das Material mit Spülflüssigkeit und Blut vollgesogen hat.

Zusätzlich ist es möglich, dass durch das Wechseln der Referenz von einem unsterilen auf ein steriles Exemplar minimale Abweichungen hinzukommen, die erheblichen Einfluss haben können. Ein zweiter, sehr wichtiger Punkt ist die Verwendung von Retraktoren. In der Neurochirurgie ist es üblich, zur Exposition des Operationsgebietes einen Hautlappen mittels Federn oder Gummizügen zur Seite zu ziehen („Yaşargil-Retraktoren“ oder „Fischhaken“). Weitgehend unbekannt ist, wie viel Kraft diese einzelnen Retraktoren auf den Kopf des Patienten ausüben. Im experimentellen Aufbau fand sich eine Kraft von bis zu 15N pro Retraktor. Da oft 4 Retraktoren in eine Richtung eingesetzt werden, sind laterale Kräfte von 60N keine Seltenheit (zum Vergleich: Das entspricht etwa der Gewichtskraft von 6 kg). Die zusätzliche Abweichung durch Verwendung von Retraktoren ist daher auch in der relevanten Größenordnung von 2 mm zu finden. (31) Andere Operationsschritte wie Trepanation und Kraniotomie können Auswirkungen von ebenfalls wenigen Millimetern haben.

Operationszeit

Nachlassen der Genauigkeit des Navigationssystems mit der Operationszeit wurde bereits seit Jahren beobachtet. (13,15) Wahrscheinlich handelt es sich um eine Aufsummierung der Effekte kleiner Manipulationen über die Zeit, die sich nach mehreren Stunden relevant auswirken können. Es konnte gezeigt werden, dass nach einer mehrstündigen Operation die Genauigkeit von Navigationssystemen signifikant abnimmt, ohne dass dafür verantwortliche Ereignisse identifiziert werden konnten (Abbildung 4). (31)

Der Brain shift-Effekt

Alle bisher genannten Einflüsse sind im Wesentlichen technischer Natur und können daher auch durch Verbesserungen der Systeme adressiert werden. Anders verhält es sich mit dem wahrscheinlich wichtigsten Faktor für eine Ungenauigkeit des Navigationssystems. Direkt nach Trepanation, Kraniotomie, Duraeröffnung und Abfließen von Liquor kommt es zu Verschiebungen des Weichteilgewebes innerhalb des Schädels. Noch ausgeprägter sind diese Massenverschiebungen, wenn Gewebe chirurgisch entfernt wird, wie beispielsweise bei der Operation von Tumoren (Abbildung 5). In diesem Fall dehnt sich das zuvor komprimierte und oft ödematöse umgebende Gewebe schnell aus und nimmt den Platz ein, den zuvor der Tumor besetzt hatte. Die der Neuronavigation zugrundeliegenden Bilddaten stimmen ab diesem Zeitpunkt nicht mehr, so dass beispielsweise eine Resektionskontrolle auf keinen Fall mithilfe der Neuronavigation durchgeführt werden darf. Die Verschiebungen betragen sowohl in lateraler als auch in vertikaler Richtung mehrere Millimeter bis sogar Zentimeter. (32)

Lösungen für eine genauere Neuronavigation und Ausblick in die Zukunft

Neuronavigationssysteme haben heute eine sehr grosse Bedeutung in der Neurochirurgie. Durch Integration multipler Bildgebungsmodalitäten, funktioneller (fMRT) und konnektiver Bildgebung (Traktographien), Anbindung des Operationsmikroskopes und Integration von Endoskop. Ultraschall, MRT, CT und anderen Instrumenten haben sie sich zum zentralen Werkzeug in der Neurochirurgie entwickelt. Mit steigender Bedeutung und heute nahezu ubiquitärer Verbreitung, wenigstens in den

Wohlstandsländern, steigt auch die Wichtigkeit einer absoluten Genauigkeit und unbedingten Zuverlässigkeit. Prinzipiell kann dieses Ziel auf dreierlei Wegen verfolgt werden.

Technische Optimierung von Seiten der Industrie

Verbesserungen der 3D Kameras, Neuentwicklung der Referenz, sowie der Verbindungen zwischen Patient und Navigationsreferenz, sowie Weiterentwicklung von Instrumenten und Software können zahlreiche der oben genannten Fehlerquellen eliminieren. Das Bewusstsein um diese Fehlerquellen bei den Nutzern der Systeme und damit bei den Kunden der Industrie übt den notwendigen Druck aus, um die Industrie für diese Verbesserungen ausreichend zu motivieren.

Eine in näherer Zukunft in Marktreife zu erwartende Technologie ist sicher die so genannte elastische Bildfusion. Diese erlaubt es, durch gezieltes Modifizieren der Bilddaten geometrische Verzerrungen auszugleichen.

Einführung intraoperativer Bildgebung

Intraoperative CT und MRT Systeme sind längst keine Seltenheit mehr. Sie sind jedoch nach wie vor sehr teuer und nur in grossen Zentren und bei ausreichendem Wohlstand verbreitet. Sie erlauben es, während der Operation im übertragenen Sinn die Karten für die Navigation neu zu schreiben. Die Navigation anhand von intraoperativ erzeugten Bilddaten ist die einzige Technik, die sogar in der Lage ist, grösste Brain-shift-Effekte und natürlich alle anderen der oben genannten Einflüsse zu kompensieren. In der Zukunft ist zu erwarten, dass die Systeme kleiner, ökonomischer und auch kostengünstiger werden. Eine Vision der Zukunft ist, dass es möglicherweise gelingen wird, MRT-Systeme in den Operationstisch zu integrieren, so dass bei konstanter Bildgebung in Echtzeit operiert werden kann.

Massnahmen des Operateurs

Auch ohne technische Weiterentwicklung können Operateure die Genauigkeit ihrer Navigationssysteme stark erhöhen und viele der oben genannten Effekte eliminieren. Der Einfachste ist wahrscheinlich die Aufnahme von Referenzpunkten auf dem Knochen des Patienten direkt vor der Kraniotomie. Diese Referenzpunkte können farbliche Markierungen, kleine Bohrlöcher oder Mini-Titanschrauben sein, die zu diesem oder zu anderen Zwecken angebracht wurden. Anhand dieser Referenzpunkte kann anschliessend zu jeder Zeit die Genauigkeit des Navigationssystems restauriert und alle zwischendurch aufgetretenen Einflüsse eliminiert werden. (33) Eine Möglichkeit, die Einflüsse des Brain-shifts zu vermindern, ist die Verwendung von Fibrinkleber zum Verschluss von Trepanationen zum frühestmöglichen Zeitpunkt oder das „Ankleben“ des Cortex rings um die Kraniotomie zur Reduktion des Liquorverlusts, Eindringen von Luft und Zusammenfallen der Gewebsränder in die Resektionshöhle. (34,35)

Nicht alle der genannten Möglichkeiten müssen zwingend angewendet werden. Es bleibt entscheidend, dass sich der Operateur der Schwächen der verwendeten Technologie bewusst ist und dieses Wissen in seine Überlegungen bei operativen Eingriffen einfließen lassen kann. Eine

hundertprozentige Zuverlässigkeit wird wahrscheinlich nie erreicht werden, die heute verfügbaren Systeme sind jedoch auf dem besten Weg dahin.

Korrespondenzadresse

PD Dr. med. Lennart Henning Stieglitz
UniversitätsSpital Zürich
Klinik für Neurochirurgie
Frauenklinikstrasse 10
8091 Zürich
Tel.: +41 44 255 3122
E-Mail: Lennart.Stieglitz@usz.ch

Bibliographie (Vancouver)

1. Blomstedt P, Olivecrona M, Sailer A, Hariz MI. Dittmar and the history of stereotaxy; or rats, rabbits, and references. Neurosurgery [Internet]. 2007 Jan [cited 2013 Apr 7];60(1):198–201; discussion 201–2. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17228269>
2. al-Rodhan NR, Kelly PJ. Pioneers of stereotactic neurosurgery. Stereotact Funct Neurosurg [Internet]. 1992 Jan [cited 2013 May 13];58(1-4):60–6. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/1439351>
3. Zernov D. A device for determination of the location of brain parts of living humans. Proc Soc Phys Med Moscow. 1889;(2):70–86.
4. Clarke RH, Horsley V. On a method of investigating the deep ganglia and tracts of the central nervous system (cerebellum). Br Med J. 1906;(2):1799–800.
5. Horsley V, Clarke RH. The structure and functions of the cerebellum examined by a new method. Brain. 1908;(31):45–124.
6. Stieglitz LH. Habilitationsschrift: Neuronavigation und Integration funktioneller Bildgebung in die Operationsplanung. Universität Zürich; 2014.
7. Dandy WE. Ventriculography following the injection of air into the cerebral ventricles. Ann Surg. 1918;(68):5–11.
8. Ligon BL. The mystery of angiography and the “unawarded” Nobel Prize: Egas Moniz and Hans Christian Jacobaeus. Neurosurgery [Internet]. 1998 Sep [cited 2013 May 13];43(3):602–11. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/9733316>

9. Leksell L. A stereotaxic apparatus for intracranial neurosurgery. *Acta Chir Scand*. 1949;(99):229–53.
10. Kwoh YS, Hou J, Jonckheere EA, Hayati S. A robot with improved absolute positioning accuracy for CT guided stereotactic brain surgery. *IEEE Trans Biomed Eng* [Internet]. 1988 Feb [cited 2013 May 13];35(2):153–60. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/3280462>
11. Wang MN, Song ZJ. Classification and analysis of the errors in neuronavigation. *Neurosurgery* [Internet]. 2011 Apr [cited 2013 Feb 27];68(4):1131–43; discussion 1143. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21242841>
12. Tanner SF, Finnigan DJ, Khoo VS, Mayles P, Dearnaley DP, Leach MO. Radiotherapy planning of the pelvis using distortion corrected MR images: the removal of system distortions. *Phys Med Biol* [Internet]. 2000 Aug [cited 2015 Sep 8];45(8):2117–32. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10958184>
13. Golfinos JG, Fitzpatrick BC, Smith LR, Spetzler RF. Clinical use of a frameless stereotactic arm: results of 325 cases. *J Neurosurg* [Internet]. 1995 Aug;83(2):197–205. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/7616261>
14. Sipos EP, Tebo SA, Zinreich SJ, Long DM, Brem H. In vivo accuracy testing and clinical experience with the ISG Viewing Wand. *Neurosurgery* [Internet]. 1996 Jul [cited 2013 Mar 1];39(1):194–202; discussion 202–4. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/8805161>
15. Germano IM, Villalobos H, Silvers A, Post KD. Clinical use of the optical digitizer for intracranial neuronavigation. *Neurosurgery* [Internet]. 1999 Aug [cited 2013 Mar 1];45(2):261–9; discussion 269–70. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10449070>
16. Villalobos H, Germano IM. Clinical evaluation of multimodality registration in frameless stereotaxy. *Comput Aided Surg* [Internet]. 1999 Jan [cited 2013 Mar 1];4(1):45–9. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10417830>
17. Wolfsberger S, Rössler K, Regatschnig R, Ungersböck K. Anatomical landmarks for image registration in frameless stereotactic neuronavigation. *Neurosurg Rev* [Internet]. 2002 Mar [cited 2013 Mar 1];25(1-2):68–72. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11954768>
18. Woerdeman P a, Willems PW a, Noordmans HJ, Tulleken C a F, van der Sprenkel JWB. Application accuracy in frameless image-guided neurosurgery: a comparison study of three patient-to-image registration methods. *J Neurosurg* [Internet]. 2007 Jun;106(6):1012–6. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17564173>

19. Pfisterer WK, Papadopoulos S, Drumm DA, Smith K, Preul MC. Fiducial versus nonfiducial neuronavigation registration assessment and considerations of accuracy. *Neurosurgery* [Internet]. 2008 Mar [cited 2013 Mar 1];62(3 Suppl 1):201–7; discussion 207–8. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/18424987>
20. Watanabe E, Mayanagi Y, Kosugi Y, Manaka S, Takakura K. Open surgery assisted by the neuronavigator, a stereotactic, articulated, sensitive arm. *Neurosurgery* [Internet]. 1991 Jun [cited 2013 Mar 1];28(6):792–9; discussion 799–800. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/2067601>
21. Laborde G, Gilsbach J, Harders A, Klimek L, Moesges R, Krybus W. Computer assisted localizer for planning of surgery and intra-operative orientation. *Acta Neurochir (Wien)* [Internet]. 1992 Jan [cited 2013 Mar 1];119(1-4):166–70. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/1481743>
22. Zinreich SJ, Tebo SA, Long DM, Brem H, Mattox DE, Loury ME, et al. Frameless stereotaxic integration of CT imaging data: accuracy and initial applications. *Radiology* [Internet]. 1993 Sep [cited 2013 Mar 1];188(3):735–42. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/8351341>
23. Helm PA, Eckel TS. Accuracy of registration methods in frameless stereotaxis. *Comput Aided Surg* [Internet]. 1998 Jan [cited 2013 Mar 1];3(2):51–6. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/9784952>
24. Gumprecht HK, Widenka DC, Lumenta CB. BrainLab VectorVision Neuronavigation System: technology and clinical experiences in 131 cases. *Neurosurgery* [Internet]. 1999 Jan [cited 2013 Mar 1];44(1):97–104; discussion 104–5. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/9894969>
25. Thompson EM, Anderson GJ, Roberts CM, Hunt M a, Selden NR. Skull-fixated fiducial markers improve accuracy in staged frameless stereotactic epilepsy surgery in children. *J Neurosurg Pediatr* [Internet]. 2011 Jan [cited 2013 Mar 1];7(1):116–9. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21194296>
26. Hassfeld S, Muehling J, Wirtz CR, Knauth M, Lutze T, Schulz HJ. Intraoperative guidance in maxillofacial and craniofacial surgery. *Proc Inst Mech Eng H* [Internet]. 1997 Jan [cited 2013 Mar 1];211(4):277–83. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/9330538>
27. Brinker T, Arango G, Kaminsky J, Samii a, Thorns U, Vorkapic P, et al. An experimental approach to image guided skull base surgery employing a microscope-based neuronavigation system. *Acta Neurochir (Wien)* [Internet]. 1998 Jan;140(9):883–9. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/9842424>

28. Pillai P, Sammet S, Ammirati M. Application accuracy of computed tomography-based, image-guided navigation of temporal bone. *Neurosurgery* [Internet]. 2008 Oct [cited 2013 Mar 1];63(4 Suppl 2):326–32; discussion 332–3. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/18981839>
29. Raabe A, Krishnan R, Wolff R, Hermann E, Zimmermann M, Seifert V. Laser surface scanning for patient registration in intracranial image-guided surgery. *Neurosurgery* [Internet]. 2002 Apr;50(4):797–801; discussion 802–3. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11904031>
30. Marmulla R, Mühling J, Wirtz CR, Hassfeld S. High-resolution laser surface scanning for patient registration in cranial computer-assisted surgery. *Minim Invasive Neurosurg* [Internet]. 2004 Apr [cited 2013 Mar 1];47(2):72–8. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15257478>
31. Stieglitz LH, Fichtner J, Andres R, Schucht P, Krähenbühl A-K, Raabe A, et al. The Silent Loss of Neuronavigation Accuracy: A Systematic Retrospective Analysis of Factors Influencing the Mismatch of Frameless Stereotactic Systems in Cranial Neurosurgery. *Neurosurgery* [Internet]. 2013 Jan 17 [cited 2013 Feb 28]; Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23334280>
32. Hastreiter P, Rezk-Salama C, Soza G, Bauer M, Greiner G, Fahlbusch R, et al. Strategies for brain shift evaluation. *Med Image Anal* [Internet]. 2004 Dec [cited 2013 Aug 12];8(4):447–64. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15567708>
33. Stieglitz LH, Raabe A, Beck J. Simple Accuracy Enhancing Techniques in Neuronavigation. *World Neurosurg* [Internet]. 2015 Aug [cited 2015 Aug 18];84(2):580–4. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/25819528>
34. Leach PA, Howarth SPS, Grigorakou M-A, Kamaly-Asl ID. Use of tissue glue to prevent collapse of the cortical mantle during and after cranial surgery in children: a technical note. *Acta Neurochir (Wien)* [Internet]. 2010 May [cited 2014 Oct 1];152(5):893–5. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19652906>
35. Takumi I, Mishina M, Hironaka K, Oyama K, Yamada A, Adachi K, et al. Simple solution for preventing cerebrospinal fluid loss and brain shift during multitrack deep brain stimulation surgery in the semisupine position: polyethylene glycol hydrogel dural sealant capping: rapid communication. *Neurol Med Chir (Tokyo)* [Internet]. 2013 Jan [cited 2014 Oct 1];53(1):1–6. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23358161>

Abbildungen / Tabellen und Legenden

Tabelle 1: Mögliche Fehlerquellen der Neuronavigation

Fehlerquelle	Möglicher Fehler	Größenordnung
Bildgebung	Limitierte Auflösung von MRT und CT, Partialvolumeneffekte	< 1 mm
	Geometrische Verzerrungen im MRT	Mehrere Millimeter
Co-Registrierung	Abhängig von der verwendeten Technik	< 1 mm (Verwendung von Knochenmarkern / Schrauben) um 5 mm (andere Techniken)
Technische Wartung	Abgenutzte oder beschädigte Instrumente (verbogene Pointer)	Mehrere Millimeter
Intraoperative Ereignisse	Versehentliche Manipulation an der geometrischen Referenz	Millimeter bis mehrere Zentimeter
	Sterile Abdeckung des Operationsgebietes	bis zu 3 mm
	Hautretraktion	1-3 mm
	Trepanation und Kraniotomie	um 1 mm
Operationszeit	Lange Operationszeit (multiple kleinste Manipulationen, welche sich aufaddieren)	Mehrere Millimeter

Tabelle 2: Erreichte Abweichung des Navigationssystems abhängig von der Technik zur Co-Registrierung in der Literatur

Landmarken		Haut-Fiducials		Oberflächenabtastung (Surface matching)		Knochenschrauben	
5.6 mm	Golfinos 1995	2.5 mm	Watanabe 1991	4.8 mm	Ryan 1996	<2 mm	Hassfield 1997
3.1 mm	Sipos 1996	3 mm	Laborde 1992	1.8-2.8 mm	Raabe 2002	0.67 mm	Brinker 1998
3.4 mm	Germano 1999	1-2 mm	Zinreich 1993	4.83 mm	Woerdemann 2007	0.48 (SD 0.21)	Pillai 2008
3.4 mm	Villalobos 1999	2.8 mm	Golfinos 1995	3.33 mm	Pfisterer 2008	1.35 mm	Thompson 2011
3.2 mm	Wolfsberger 2002	2.3 mm	Sipos 1996	2.7 mm (SD 1.77)	Stieglitz 2013		
4.0 mm	Woerdemann 2007	2.07 mm	Helm und Eckel 1998				

3.96 mm	Pfisterer 2008	1.6 mm	Villalobos 1999				
~ 10 mm	Stieglitz 2013	4 mm	Gumprecht 1999				
		2.9 mm	Wolfsberger 2002				
		2.5 mm	Woerdemann 2007				
		3.49 mm	Pfisterer 2008				
		5.3 (SD 1.98)	Stieglitz 2013				
Ca. 3-5 mm		Ca. 2,5 – 4 mm		Ca. 2-3 mm		< 1 mm	

Abbildung 1: Der Nutzen der Neuronavigation zum gezielten Auffinden tiefliegender Läsionen

Die Kamera des Navigationssystems ist in der Lage, das Operationsmikroskop exakt im Raum zu orten. Die Blickachse, sowie der Fokus des Mikroskops werden in gleicher Weise wie ein Pointer verwendet. Die Abbildung zeigt einen Screenshot des Navigationssystem-Bildschirms. Links oben ist der Blick durch das Operationsmikroskop eingeblendet. Als gestrichelte Linien werden zuvor definierte Objekte, wie in diesem Fall die Kontur des Tumors, über das Bild projiziert. Die drei anderen Fenster zeigen den mit dem Mikroskop fokussierten Bereich im MRT in drei Ebenen.

Abbildung 2: Integration intraoperativer Bildgebung am Beispiel der CT-gestützten spinalen Neuronavigation

Die Platzierung von Schrauben zur Spondylodese im Bereich der oberen Halswirbelsäule (D) erfordert höchste Genauigkeit, um Verletzungen von Spinalnerven und der Vertebralarterien zu vermeiden. Auch dabei kann die Neuronavigation hilfreich sein. Das Navigationssystem lokalisiert mit seiner 3D Kamera (A) sowohl den Computertomographen (B) als auch Instrumente und den Patienten selbst (C) im Raum. Durch die direkte intraoperative Schnittbildgebung wird eine Co-Registrierung mit höchster Genauigkeit erreicht. Alle Instrumente sind für die Navigation durch sternförmig angebrachte infrarotlicht-reflektierende Markerkugeln sichtbar (C).

Abbildung 3: Die zentrale Rolle des Navigationssystems im neurochirurgischen Operationssaal.

Die Abbildung zeigt eine typische Anordnung von Geräten und Grossgeräten um den Operationstisch herum in einem neurochirurgischen Operationssaal. Im Zentrum liegt der Patient. Bei kranialen Eingriffen stehen oder sitzen Operateur und Assistent im Bereich des Kopfendes. Seitlich wird die Narkose durch einen Anästhesisten und Anästhesiepflegekräfte überwacht. Seitlich des Operateurs steht eine Operationspflegekraft zum Anreichen der sterilen Instrumente. Wichtige Grossgeräte sind Operationsmikroskop, Endoskop, Ultraschallgerät und Neuronavigation. Gelegentlich kommen

Fluoroskop und intraoperatives CT oder MRT oder andere Geräte hinzu. In Sichtweite befinden sich in der Regel grosse Bildschirme zum Abbilden von Schnittbildern. All diese unabhängigen Geräte können heute mit der Neuronavigation verbunden und von dieser gesteuert werden. Damit wird das Navigationssystem zum zentralen Element im neurochirurgischen Operationssaal.

Die Abbildung ist der eigenen Habilitationsschrift entnommen. (6)

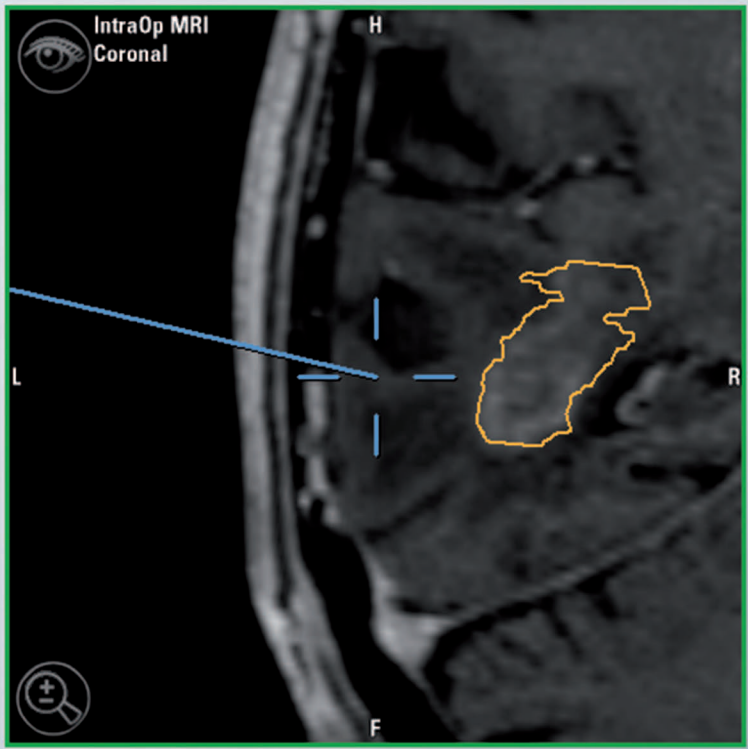
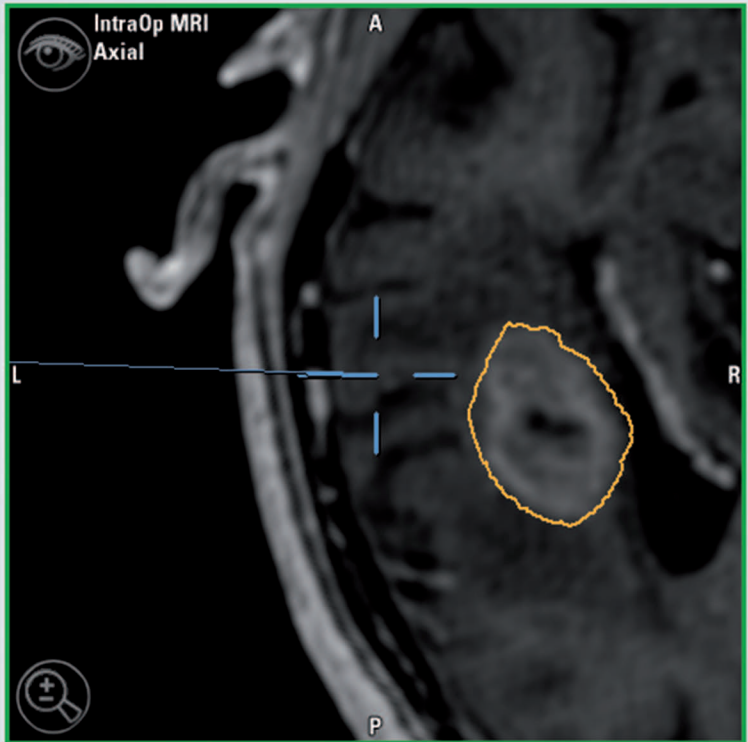
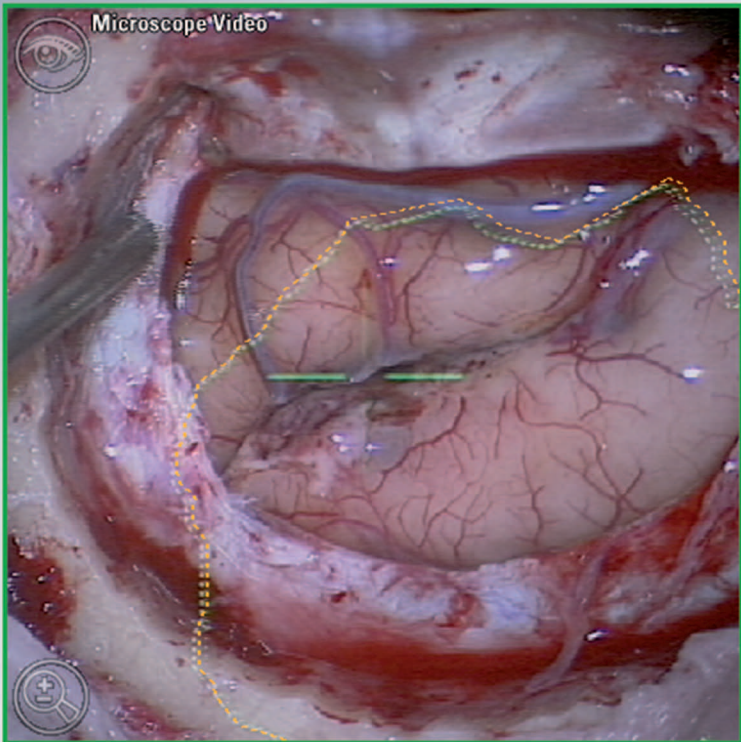
Abbildung 4: Die Zunahme der Abweichung des Navigationssystemes mit der Operationsdauer

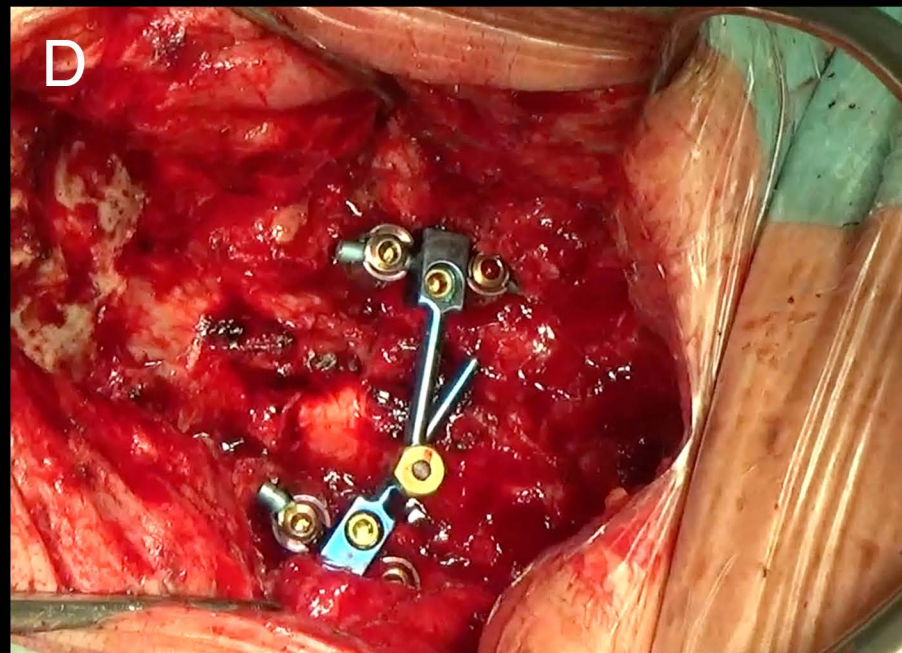
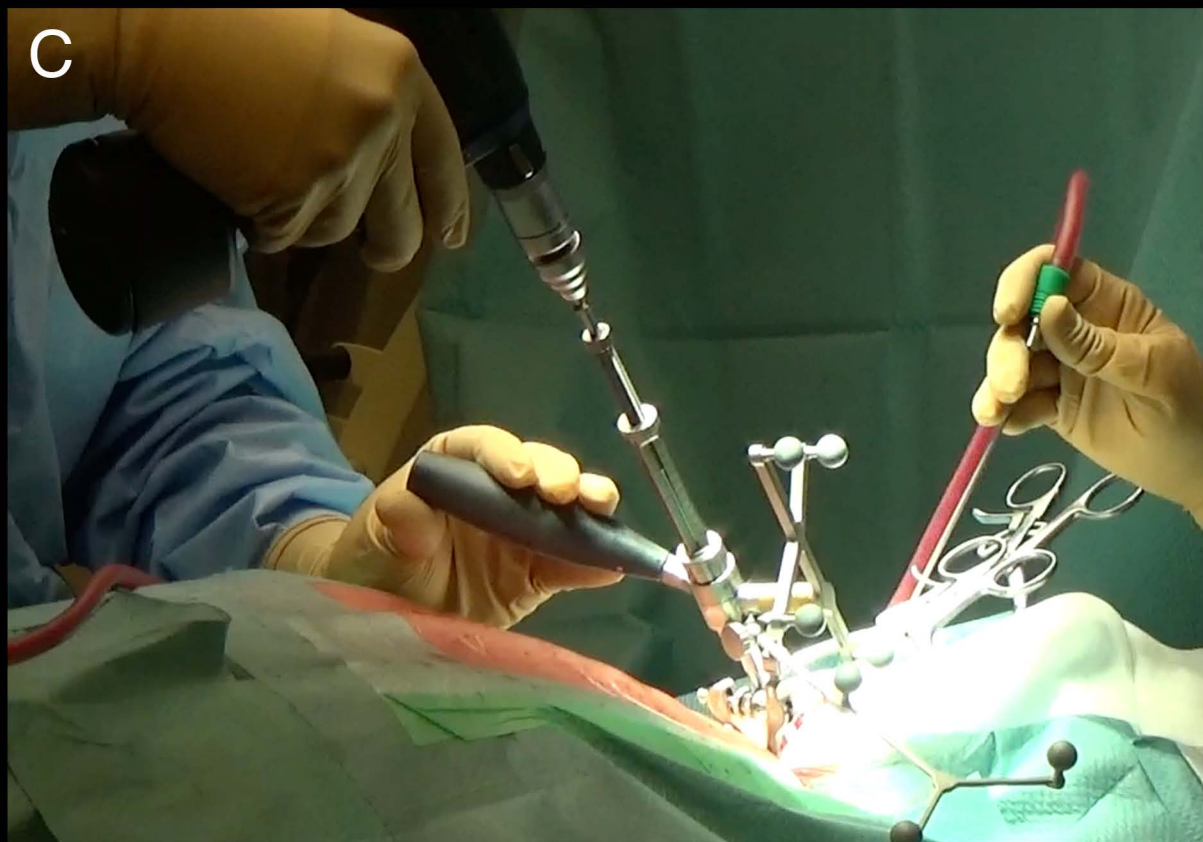
Die Abbildung ist in modifizierter Weise aus der Publikation von Stieglitz et al., 2013, entnommen (31). Sie zeigt, wie die Abweichung des Navigationssystems ohne erkennbare Einflüsse mit der Dauer der Operation zunimmt. Die Zunahme nach 4 und mehr Stunden ist statistisch signifikant ($p < .05$).

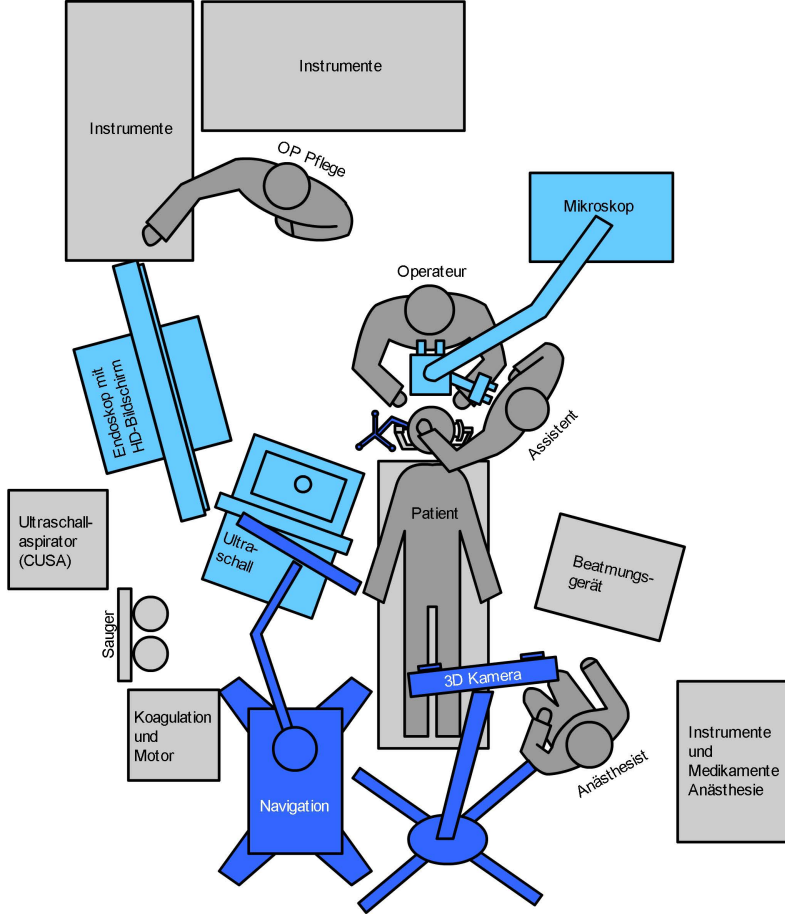
Abbildung 5: Der Brain Shift Effekt

Die Abbildungen A und B zeigen Glioblastom präoperativ, sowie am ersten postoperativen Tag. Trotz kompletter Resektion aller kontrastmittelaufnehmender Anteile ist die Resektionshöhle deutlich kleiner, als der zuvor erkennbare Tumor. Insbesondere anterior ist eine erhebliche Verschiebung des zuvor verdrängten Gewebes in Richtung der Resektionshöhle erkennbar.

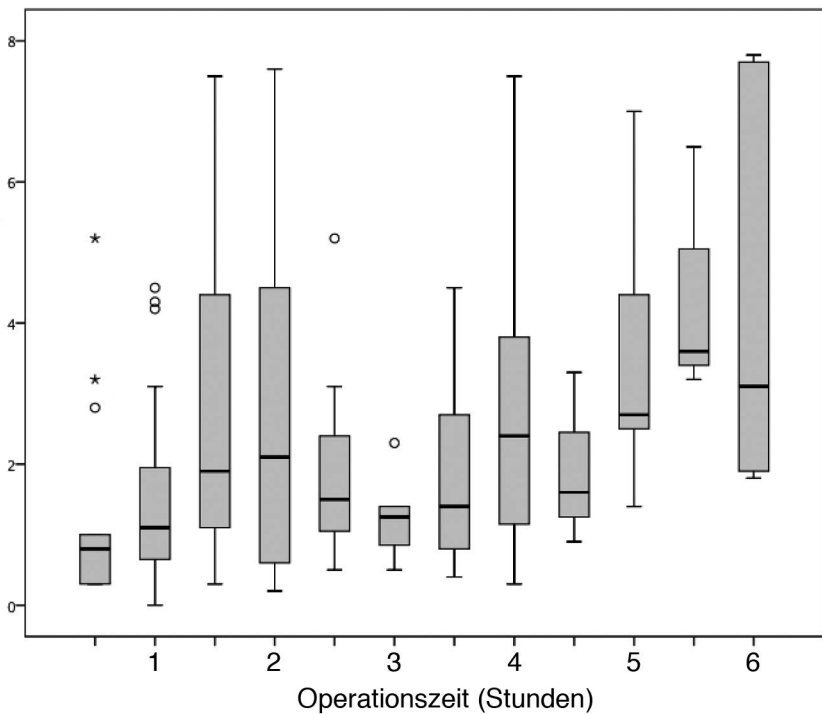
Die Abbildung C zeigt die erhebliche Verschiebung des linken Frontallappens durch abgelaufenen Liquor und eingedrungene Luft im Rahmen eines operativen Eingriffs. Abbildung D zeigt die mathematische Korrektur dieses Shift-Effektes durch so genannte elastische Bildfusion. Hier werden Informationen des präoperativen Bildes ohne Brain-Shift-Effekt genutzt, um das postoperative Bild zu korrigieren. Das darüber gelegte Raster zeigt für jeden Ort die Stärke der erforderlichen Korrekturen.



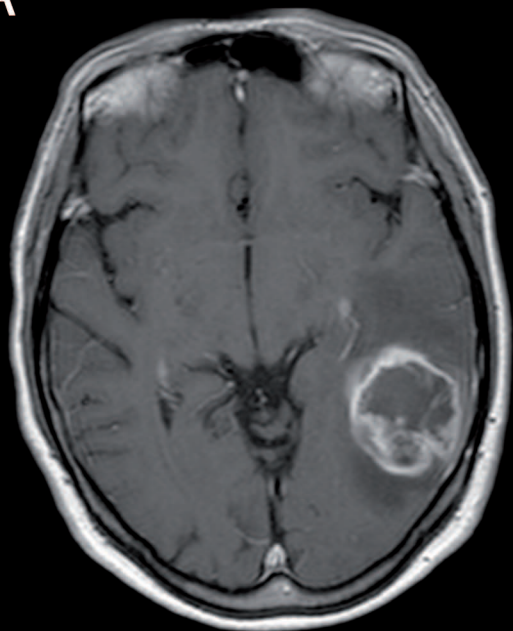




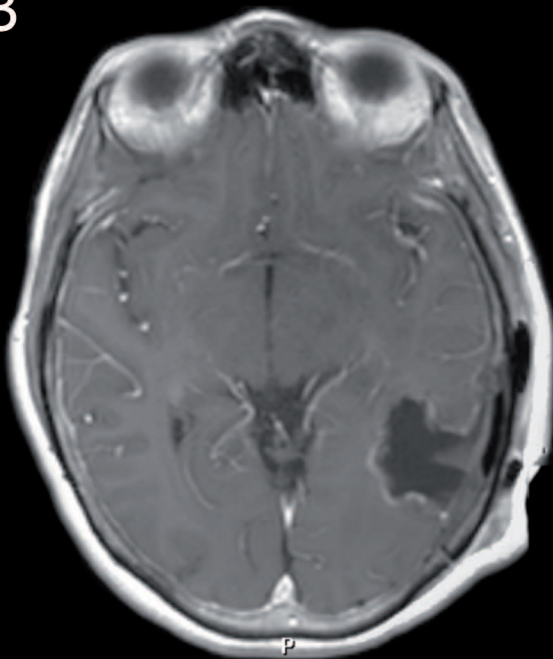
Zusätzliche Abweichung [mm]



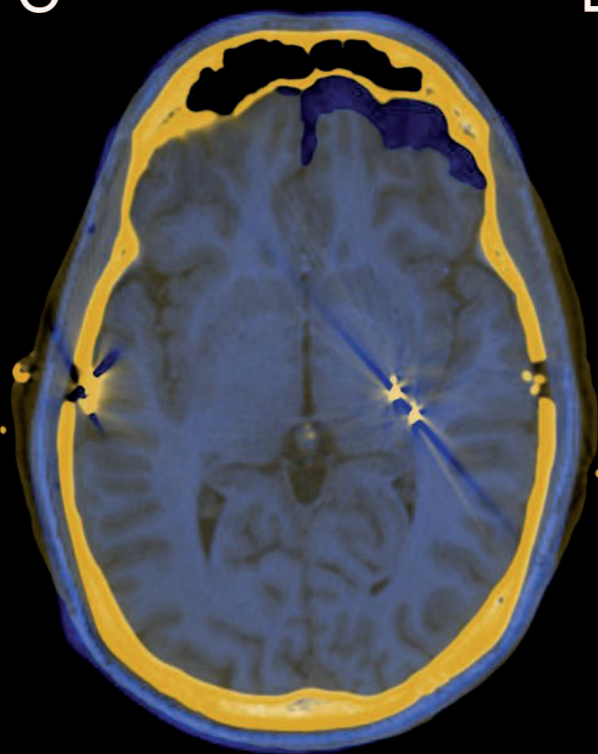
A



B



C



D

